

Verbesserung der Sehnennaht durch Anwendung biologischer Klebstoffe

von

Mohamed Bahi Eldin Galal Yousef

aus

Assiout/Ägypten

1970

1970 # 283

Aus der Chirurgischen Klinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. G. Hegemann

Verbesserung der Sehnennaht durch Anwendung biologischer Klebstoffe

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Mohamed Bahi Eldin Galal Yousef
aus
Asslout/Ägypten

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der
Universität Erlangen - Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. H. Valentin
Referent: Priv.-Doz. Dr. H. Beck
Korreferent: Prof. Dr. G. Hegemann

Tag der mündlichen Prüfung: 18. 6. 1970

INHALT

	Seite
Einleitung	4
Zur Geschichte der Sehnennaht	6
Über die Verwendung von Klebstoffen in der Chirurgie	9
Eigene Untersuchungen	11
Untersuchungen über Zerreißproben an tierischen und menschlichen Sehnengeweben und über Belastungsproben an durchtrennten Sehnen nach Wiedervereinigung	12
A) Zerreißproben an Tiersehnen	13
B) Zerreißproben an menschlichen Sehnen	15
C) Belastungsproben an durchgeschnittenen menschlichen Sehnenpräparaten nach Wiedervereinigung mit verschiedenem Nahtmaterial	16
Sehnenklebungen im Hundeversuch	28
Zusammenfassung	32
Literaturverzeichnis	35



Digitized by the Internet Archive
in 2026

E i n l e i t u n g

Die Sehnennaht gilt auf dem Gebiet der Wiederherstellungschirurgie auch heute noch als ein großes Problem. Obwohl es schon zahlreiche Operationstechniken gibt, konnte eine Idealmethode bis jetzt noch nicht entwickelt werden. Als Idealmethode wäre eine Methode anzusprechen, die folgenden Anforderungen gerecht würde (13):

1. Sie soll einfach sein.
2. Sie soll von jedem erfahrenen Chirurgen durchführbar sein.
3. Sie soll optimale Erfolgsaussichten haben.
4. Das Risiko soll möglichst klein sein.

Alle bisherigen Verfahren weisen immer noch erhebliche Gefahren auf, die den Erfolg oftmals sehr in Frage stellen. Besonders im Vordergrund stehen postoperative lokale Durchblutungsstörungen, die zur Ausbildung von Nekrosen führen können, außerdem Narbenbildungen mit Einschränkungen der Funktion. Das Nahtmaterial, sei es Seide oder Draht, kann Unverträglichkeitsreaktionen auslösen, ferner ist die Infektionsgefahr erhöht. Hinzu kommt die relativ lange Ruhigstellung nach dem Eingriff, die zu vorübergehender Versteifung der benachbarten Gelenke führt und oft einer lang-

wierigen Nachbehandlung bedarf um wieder eine ausreichende Funktion zu erreichen.

In der vorliegenden Arbeit wurden tierische und menschliche Sehnen Zerreißproben unterzogen, außerdem wurde die Reißfestigkeit an mit verschiedenem Nahtmaterial und verschiedenen Nahttechniken genähten Sehnen geprüft.

Zur Geschichte der Sehnennaht

Avicenna (15), einer der berühmtesten arabischen Chirurgen, soll die erste Operation an einer Sehne vorgenommen haben. Er beschrieb im 10. Jahrhundert eine Technik, die der Reparation verletzter Sehnen diene. In Europa, wo die Lehren Galens (1), in der "Ars parva" aufgezeichnet (ungefähr 150 A.D.) tonangebend waren, wurden Sehnennähte jedoch nur selten ausgeführt. Galen hatte behauptet, daß Verletzungen, ja selbst das Berühren eines Nerven oder einer Sehne unausbleiblich Folgen hätten, daß nämlich selbst ein kleiner Stich in einen Nerv oder eine Sehne Krämpfe auslösen könnten. Die Folge war, daß die Ärzte des Mittelalters und Altertums von der Sehnennaht Abstand nahmen, da die "Nerven- oder Sehnennaht Schmerzen, Krämpfe und Gangrän auslösten". Wegen des ungeheuren Galen'schen Einflusses wurden Avicennas Lehren in Europa für ungefähr 600 Jahre nicht beachtet und kein Versuch einer Sehnennaht unternommen. Erst Guy de Chauliac, Roger of Parma und William of Salicet (15), die führenden Chirurgen der französischen und englischen Schule der Frührenaissance führten Sehnennähte durch. Im 17. und 18. Jahrhundert vertraten die bedeutenden französischen bzw. italienischen Chirurgen Ambroise Paré und Andre della Croce (15), die primäre Naht verletzter Sehnen.

Die Sehnennaht setzte sich aber nur schwer durch, da das Galen'sche Dogma, das Sehnen und Nerven miteinander in Verbindung brachte und weiterhin lehrte, daß beide mit dem Gehirn direkt verbunden seien, nur schwer widerlegt werden konnte. Veslingius (15) berichtete im Jahre 1740 von einer geglückten Naht der Achillessehne und Patellarsehne. Severin (15), ebenfalls ein Vertreter der Sehnennaht, vertrat die These, daß eine gute Vereinigung verletzter Sehnen leichter bei Kindern als bei Erwachsenen zu erreichen sei.

Im frühen 18. Jahrhundert schlug J. L. Petit (15) vor, die Haut in die Naht einzubeziehen, zur Vermeidung eines direkten Kontaktes mit der Sehne.

Ausgangs des 17. und eingangs des 18. Jahrhunderts wurden Achilles- und Vorderfußsehnen eines Hundes durchtrennt und erfolgreich repariert.

1682 beobachtete Meekren (15), daß Sehnen unempfindlich sind auf Quetschen und berichtete von einer erfolgreichen Naht einer unvollständig durchschnittenen Sehne. Er hob hervor, daß Sehnen genäht werden könnten, ohne daß es zu Komplikationen wie Schmerz, Gangrän oder Krämpfen käme.

Allmählich fand die Sehnennaht Eingang in die Chirurgie. Albrecht von Haller (1) beseitigte im Jahre 1752 durch seine Arbeit über die Sensibilität und Reizbarkeit von verschiedenen Geweben des Körpers endgültig die Galen'sche

Vorstellung über die Komplikationen bei Sehnennähten, indem er ebenfalls die Unempfindlichkeit der Sehnen hervorhob. Damit schloß er sich der Ansicht Meekrens an und bewies, daß die Reizbarkeit an einem herausgeschnittenen Muskel eine spezifische Eigenschaft jeden Muskelgewebes sei.

Die Anerkennung der Haller'schen Arbeit durch die französische Akademie der Wissenschaften verschaffte der Sehnennaht endgültig allgemeine Anerkennung.

1850 berichtete Syme (15) von verschiedenen gelungenen Sehnennähten in England. Seitdem wurde die Sehnennaht auch dort zur anerkannten Methode.

Über die Verwendung von Klebstoffen in der Chirurgie

Zur biologischen Klebung können nur Stoffe verwendet werden, bei denen in vivo eine Polymerisation möglich ist (26). Mandarino und Salvatore glaubten 1959 im Polyurethan "Ostamer" den idealen Knochenleim gefunden zu haben. Polyurethan hatte aber hauptsächlich Kittfunktion und nur geringe Leimwirkung. Dieser Kunststoff wird als plastische Masse in den Körper gebracht und erstarrt im Körper unter Polymerisation; dabei tritt jedoch starke Hitzeentwicklung auf (34). Da "Ostamer" zelltoxische Nebenwirkungen zeigte, wie z. B. Nervenlähmungen (29), wird es als Gewebekitt heute nicht mehr verwendet. Seit 1960 wird Polymethylacrylat "Palacos" als Zement zur Einbettung von Metallendoprothesen und zur Ausfüllung von Knochendefekten verwendet. Aber auch hier tritt starke Hitzeentwicklung auf von mehr als 100 °C (31). Palacos hat auch keine echte Leimfunktion.

Ideal zur Klebung von Körpergeweben wären nur Substanzen, die eine echte chemische Bindung zwischen den durchtrennten Geweben bewirken könnten. Da es derartige Substanzen in praxi noch nicht gibt, sind gegenwärtig nur solche Substanzen von Bedeutung, die eine gute physikalische Bindung bewirken können.

Von besonderem Interesse ist deshalb das Alkyl-2-Cyanoacrylat, das 1959 von Coover und Mitarbeitern beschrieben wurde (10). Maßgebend für die gute Verwendbarkeit von Alkyl-2-Cyanoacrylat war, daß nicht wie bei herkömmlichen Klebern Zuführung von Hitze, Druck, Katalysatoren oder Entzug eines Lösungsmittels erforderlich waren, da Alkyl-2-Cyanoacrylat ohne besonderen Katalysator vom flüssigen in den festen Zustand übergeht. Es handelt sich hier um einen dünnflüssigen, wasserklaren, sogenannten "Einkomponentenkleber", der zwischen den Klebeflächen spontan polymerisiert. Alkyl-2-Cyanoacrylate wurden seit 1960 innerhalb kürzester Zeit an verschiedenen tierischen Geweben ausprobiert. Es gibt Berichte über Klebungen an äußerer Haut (2, 12, 21, 24, 33, 37), Blutgefäßen (3, 5, 6, 7, 8, 14, 16, 17, 18, 41, 43), parenchymatösen Organen (23, 27, 28), Lunge und Bronchien (19, 20, 35, 39, 42), Trachea (36), Knochen (9, 25, 44), Transplantaten (4, 11, 22) und gastrointestinalen Anastomosen (32, 37, 38, 40).

Die Beurteilung der Ergebnisse ist sehr unterschiedlich. Aber nur wenige Autoren, die von unspezifischen Gewebsreaktionen bis zum Auftreten von Nekrosen nach zunächst erfolgreicher Klebung berichten, die besonders an Haut und Blutgefäßen aufgetreten seien, raten von der Verwendung von Alkyl-2-Cyanoacrylat ab (30, 33, 41). Die meisten Autoren berichten jedoch von guten Ergebnissen (2, 4, 9, 14, 17, 19, 20, 21, 24, 27, 28, 37, 38, 40, 44).

Über die Klebung von Sehnengeweben sowohl im Tierexperiment als auch beim Menschen liegen noch keine Berichte vor.

Eigene Untersuchungen

Das Hauptanliegen dieser Arbeit ist, festzustellen, inwieweit Kunststoffkleber vom Typ des Alkyl-2-Cyanoacrylates zur Wiedervereinigung durchtrennten Sehnengewebes Anwendung finden können. Vergleichsweise wurden auch durchtrennte Sehnen mit herkömmlichem Nahtmaterial wie Zwirn und Draht genäht und Belastungsproben unterzogen. Bei den verwendeten Klebstoffen handelt es sich um folgende Präparate:

- Methyl-2-Cyanoacrylat der Firma EASTMAN, USA
"Adhesive 910"
(als biologischer Kleber steril verpackt).
- Methyl-2-Cyanoacrylat der Firma EASTMAN, USA
"Adhesive 910"
(als technischer Kleber unsteril verpackt).
- Methyl-2-Cyanoacrylat der Firma SICHELWERKE AG, Hannover
"Sicomet 85" (unsteril).
- Butyl-2-Cyanoacrylat der Firma SICHELWERKE AG, Hannover
"Sicomet 106" (unsteril).

Die ersten Versuche wurden mit dem Originalpräparat der Firma EASTMAN durchgeführt. Da die Beschaffung dieses Klebers sich als sehr schwierig erwies, wurde dann der technische Einkomponentenkleber der gleichen Firma herangezogen, da dieser Klebstoff in beliebiger Menge zu erhalten war.

Dies konnte ohne weiteres so gemacht werden, da hinsichtlich der Klebekraft kein Unterschied zwischen den beiden Klebstoffen bestand. Zuletzt wurde fast nur noch mit dem deutschen Präparat "CHBS 64" gearbeitet. Dieser Butyl-substituierte Leim hat gegenüber dem Methyl-substituierten den Vorteil, daß er sich leichter verarbeiten läßt, da er plastischer ist und nicht ganz so schnell hart wird, weswegen auch mehr Zeit bleibt zu einem genauen Aneinanderfügen der Klebeflächen.

Untersuchungen über Zerreißproben an tierischen und menschlichen Sehnengeweben und über Belastungsproben an durchtrennten Sehnen nach Wiedervereinigung.

Bevor mit den Belastungsproben begonnen werden konnte, mußten Vorversuche hinsichtlich der Reißfestigkeit und Anwendbarkeit von Klebstoffen durchgeführt werden. Die Zerreißproben an tierischen Sehnen dienten als Vorproben für spätere Versuche an menschlichen Sehnen. Nachdem mehrmals glatt und quer durchtrennte Leichen-sehnen mit kleinen Mengen Methyl-2-Cyanoacrylat geklebt worden waren und sich diese Präparate als zugfest erwiesen hatten, konnten systematische Belastungsprüfungen durchgeführt werden.

Versuchsanordnung

Zunächst wurden aus den Vorder- und Hinterbeinen frisch geschlachteter Kälber die Sehnen herauspräpariert. Diese Sehnen hatten einen durchschnittlichen Querschnitt von $33,6 \text{ mm}^2$. Die Sehnen wurden an den Enden mit Zwingen angeklemmt und aufgehängt und mit steigendem Gewicht belastet. Auf diese Weise wurde festgestellt, bei welcher Belastung die Sehne zerriß.

Das gleiche Verfahren wurde auch bei menschlichen Sehnen angewandt.

Im Anschluß daran wurden wiederum menschliche Sehnenpräparate durchtrennt und mit verschiedenem Nahtmaterial wieder zusammengefügt. Die genähten bzw. geklebten Sehnen wurden dann ebenfalls wieder bis zur Zerreißung belastet.

A) Zerreißproben an Tiersehnen

Die Versuchsreihe wurde durchgeführt mit 10 Sehnen vom Vorderfuß eines 2-jährigen frisch geschlachteten Kalbes mit einem durchschnittlichen Querschnitt von $33,6 \text{ mm}^2$.

Nr.	Sehnenquer- schnitt in mm^2	Belastungs- grenze in kp	Rißstelle
1	23	34	an der Klemmstelle
2	24	38	an der Klemmstelle
3	19	36,5	laterales Drittel
4	34	44	an der Klemmstelle
5	35	50	an der Klemmstelle
6	48	bei 50	nicht gerissen
7	49	bei 50	nicht gerissen
8	31	50	an der Klemmstelle
9	35	48	an der Klemmstelle
10	38	bei 50	nicht gerissen
ohne Nr. 6, 7, 10	336 mm^2 201 mm^2	300,5 kp	
28,7 mm^2 im Durchschnitt		42,9 kp im Durchschnitt	

Durchschnittliche Belastbarkeit = $149,4 \text{ kp cm}^{-2}$

Tab. 1: Reißfestigkeit von Tiersehnen (Kalb).

Zur Auswertung können aber nicht alle 10 Versuche herangezogen werden, da bei 3 Sehnen keine Zerreißung eintrat (Nr. 6, 7, 10).

Die ausgewerteten Sehnen hatten einen durchschnittlichen Querschnitt von $28,7 \text{ mm}^2$. Die Zerreißung trat bei einer durchschnittlichen Belastung von $42,9 \text{ kp}$ ein und zwar hauptsächlich an der Klemmstelle.

Die durchschnittliche Reißfestigkeit beträgt somit $149,4 \text{ kp cm}^{-2}$.

B) Prüfung menschlicher Sehnenpräparate auf Reißfestigkeit

Die Versuche wurden durchgeführt an 8 intakten Sehnen eines wegen peripherer Durchblutungsstörungen amputierten Unterschenkels.

Der Querschnitt der Sehnen betrug durchschnittlich 10 mm^2 , die Durchschnittsbelastung betrug 22,1 kp (= Reißfestigkeit von 221 kp cm^{-2}). Die Zerreißung trat bei 2 Sehnen in der Mitte auf und bei 6 an der Klemmstelle.

Sehnenquerschnitt in mm^2	Belastungsgrenze in kp	Rißstelle
7	8,5	Mitte
9	22,0	Klemmstelle
10	17,0	Mitte
10	27,5	Klemmstelle
10	28,0	Klemmstelle
11	23,0	Klemmstelle
11	24,0	Klemmstelle
12	27,0	Klemmstelle
80 mm^2	177,0 kp	Summe
10 mm^2	22,1 kp	Durchschnittswerte

Tab. 2: Reißfestigkeit menschlicher Unterschenkel-sehnenpräparate (8 Versuche).

C) Belastungsproben an durchschnittlichen menschlichen Sehnenpräparaten nach Wiedervereinigung mit verschiedenem Nahtmaterial.

1. Belastungsprüfung von durchschnittlichen menschlichen Sehnenpräparaten (Leichensehnen) nach Wiedervereinigung der Schnittflächen mit Einzelknopfnähten.

Die Belastungsversuche wurden mit Leichensehnen vom Unterschenkel eines Erwachsenen durchgeführt.

Riß der Sehnennaht bei kp	Querschnitt
1,95	durchschnittlich ca. 10 mm ²
2,10	
2,00	
2,20	
2,25	
2,25	
2,30	
2,30	
2,40	
2,45	
2,60	
2,65	
2,75	
2,90	
3,15	
36,25 kp = durchschnittliche Belastbarkeit von 2,41 kp der einzelnen Sehne = Reiß- festigkeit von 24,1 kp cm ⁻² .	

Tab. 3: Belastungsfähigkeit menschlicher Unterschenkel-
sehnen bei Wiedervereinigung mit Einzelknopfnah
mit 60er Zwirn (15 Versuche).

Die Sehnen, die einen durchschnittlichen Querschnitt von 10 mm^2 hatten, wurden zunächst scharf durchtrennt und anschließend mit 60er Zwirn durch drei Einzelknopfnähte wieder zusammengenäht. Bei der Belastungsprüfung ergab sich eine Belastbarkeit von durchschnittlich $2,41 \text{ kp}$ pro Sehnennaht, dies bedeutet eine Reißfestigkeit von $24,1 \text{ kp cm}^{-2}$.

2. Bealstungsprüfung an durchschnittlichen menschlichen Sehnenpräparaten nach Wiedervereinigung der Schnittflächen mit Drahtnähten.

Auch hier wurden wieder Unterschenkelsehnen von Leichen Erwachsener verwendet, mit einem durchschnittlichen Querschnitt von 10 mm^2 . Nach querer Durchtrennung erfolgte diesmal die Vereinigung mit gezwirntem 000-Stahldraht mittels Zick-Zack-Naht.

Bei der Belastungsprüfung kam es hier zunächst mit steigendem Gewicht zu einer Dehissenz der Stümpfe, erst bei nahezu doppelter Gewichtsbelastung kam es zum vollständigen Ausriß der Naht.

Wie aus Tabelle 4 ersichtlich ist, erfolgte die Dehissenz der Naht bei durchschnittlich $3,03 \text{ kp}$ Gewichtsbelastung und der komplette Ausriß der Naht bei $5,16 \text{ kp}$.

Die Belastungsfähigkeit einer mit Zick-Zack-Naht aus gezwirntem 000-Stahldraht genähten Sehne beträgt somit $30,3 \text{ kp cm}^{-2}$.

Dehiszenz der Stümpfe bei kp	Ausriß der Drahtnaht bei kp	Dehiszenz der Stümpfe bei kp	Ausriß der Drahtnaht bei kp
2,2	4,2	3,0	5,0
2,3	4,5	3,1	5,7
2,3	4,7	3,1	5,1
2,4	4,4	3,1	5,2
2,5	4,5	3,1	5,3
2,6	3,9	3,1	5,4
2,6	5,3	3,2	5,8
2,7	3,8	3,2	5,7
2,7	5,4	3,2	5,6
2,7	4,7	3,2	5,3
2,7	4,9	3,3	5,3
2,8	4,9	3,3	5,6
2,8	5,4	3,3	5,8
2,8	4,2	3,3	5,4
2,8	4,7	3,3	5,5
2,8	5,0	3,4	5,6
2,9	5,1	3,4	5,6
2,9	5,0	3,4	5,6
2,9	4,8	3,5	6,0
2,9	5,0	3,5	5,7
2,9	5,2	3,6	5,3
2,9	5,2	3,6	5,8
2,9	4,7	3,6	5,8
3,0	4,9	3,8	5,3
3,0	5,2	3,9	5,9
68,0	119,6	83,5	138,3

Dehiszenz der Stümpfe bei durchschnittlich 3,03 kp

Ausriß der Sehnendrahtnaht bei durchschnittlich 5,16 kp

Blastungsfähigkeit = $30,3 \text{ kp cm}^{-2}$.

Tab. 4: Belastungsproben mit Sehnennähten

(Nahtmaterial 000-Stahldraht gezwirnt) Zick-Zack-Nähte an Sehnen mit einem durchschnittlichen Querschnitt von 10 mm^2 (50 Versuche).

3. Belastungsprüfungen an durchschnittenen menschlichen Sehnenpräparaten nach Klebung der Schnittfläche mit Methyl-2-Cyanoacrylat.

Die Klebung mit Methyl-2-Cyanoacrylat wurde vorgenommen, indem ein sehr dünner Film des Klebstoffes auf die eine Schnittfläche aufgetragen wurde.

Danach wurden die Stümpfe sofort zusammengepreßt.

Bei schräger Sehnendurchtrennung wurden die Stümpfe gegen eine harte Unterlage gepreßt, bei querer Durchtrennung erfolgte das Zusammenpressen der Stümpfe mittels Klemmen. Auf die Klebestelle wurde ungefähr jeweils eine Minute lang Druck ausgeübt.

Wie bei vorhergehenden Versuchen wurden wieder Sehnen gewählt mit einem durchschnittlichen Querschnitt von ca. 10 mm^2 . Für die Klebeversuche wurden jedoch die Sehnen teilweise schräg geschnitten, um verschieden große Klebeflächen zur Verfügung zu haben. In verschiedenen Zeitabständen nach der Klebung wurden die geklebten Sehnen Zerreißproben unterzogen.

Die Zerreißproben zeigten, daß die Reißfestigkeit nach verschiedenen Zeitabständen annähernd gleich war; daraus kann gefolgert werden, daß die Reißfestigkeit der Klebung nahezu unabhängig ist von der seit der Klebung verstrichenen Zeit (sh. Tabelle 5). Die Art des Klebers spielt ebenfalls keine Rolle.

Reißfestigkeit nach Klebung in p nach

2 - 3 Min.	15 Min.	2 Std.	24 Std.	48 Std.
330	475	570	405	500
560	320	345	610	560
435	495	410	350	505
575	340	705	395	460
500	325	445	475	345
395	505	235	520	430
410	470	320	600	395
410	350	360	415	580
530	410	475	395	470
370	425	470	475	480
4515	4115	4335	4640	4725 Gesamt
451 p	411 p	433 p	464 p	472 p Mittelwerte

Durchschnittliche Reißfestigkeit $446 \text{ p} = 4,46 \text{ kp cm}^{-2}$.

Tab. 5: Prüfung der Reißfestigkeit an quer durchtrennten menschlichen Sehnen (Querschnitt ca. 10 mm^2) zu verschiedenen Zeiten nach der Klebung (50 Versuche).

Die folgende Tabelle 6 läßt erkennen, daß die Festigkeit der Klebung allein von der Größe der geklebten Fläche abhängt.

Sehnenquerschnitt- fläche cm^2		Belastungsgrenze in p	Durchschnittliche Belastung in p pro cm^2 Schnittfläche
über 2-3 cm	2,0	2300	1150
	2,0	3200	1600
	2,1	2600	1238
	2,4	2700	1125
	2,5	2800	1120
	2,5	3200	1280
	2,5	5700	2280
	2,6	5900	2269
	2,8	3000	1077
	3,0	5400	1800
über 3-4 cm	3,4	7100	2088
	3,5	7300	2057
	3,5	7300	2057
	3,6	7800	2166
	3,7	6200	1676
	3,8	4700	1237
	3,9	6000	1538
über 4 cm	4,1	7600	1853
	4,3	7900	1837
Gesamt- fläche	58,2 cm^2	Gesamt- belastung	58700 p
Durch- schnitt- liche Schnittfläche	3,06 cm^2	Durch- schnitt- liche Belastung	5194 p
		$= 1697 \text{ p cm}^{-2} = 1,7 \text{ kp cm}^{-2}$.	

Tab. 6: Reißfestigkeit schräg durchtrennter Sehnen in
Abhängigkeit von der Schnittfläche (19 Versuche).

Das folgende Schaubild zeigt nochmals die Abhängigkeit der Belastungsgrenze von der Größe der Schnittfläche. Dem Schaubild liegen die Tabellen 5 und 6 zugrunde.

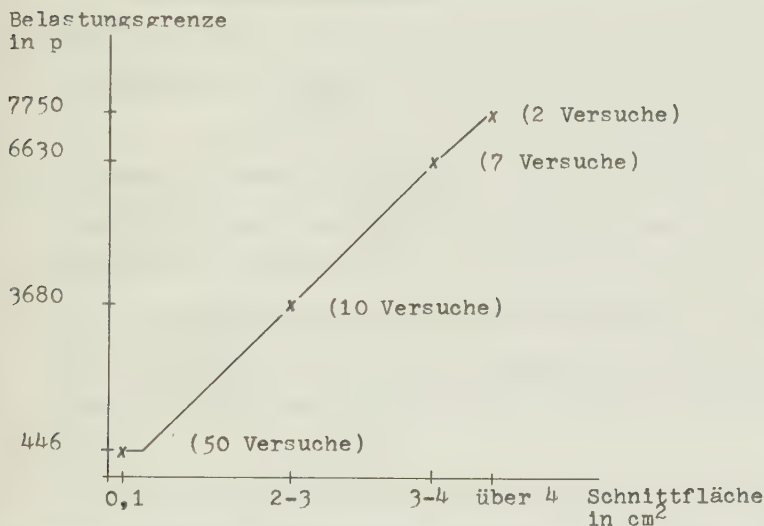


Diagramm: Belastungsfähigkeit von geklebten Sehnen in Abhängigkeit von der Schnittfläche.

Die Belastungsfähigkeit betrug bei einer Schnittfläche von:

10 mm ²	=	446 p = 4,46 kp cm ⁻²	(50 Versuche)
2 - 3 cm ²	=	3680 p = 1,49 kp cm ⁻²	(10 Versuche)
3 - 4 cm ²	=	6630 p = 1,83 kp cm ⁻²	(7 Versuche)
über 4 cm ²	=	7750 p = 1,89 kp cm ⁻²	(2 Versuche)

Die hohe Belastungsfähigkeit der kleinen Querschnitte scheint zunächst im Gegensatz zu stehen zur vorher getroffenen Fest-

stellung, daß die Festigkeit um so größer ist, je größer die Klebefläche ist. Dies trifft auch hier zu, denn der Querschnitt vergrößert sich ganz beträchtlich beim Zusammenpressen der Stümpfe, so daß der nunmehrige Querschnitt nicht mehr dem ursprünglichen entspricht. Der so gewonnene neue Querschnitt läßt sich jedoch rechnerisch nicht mehr erfassen.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß quer durchgeschnittene Sehnen mit einer Klebefläche von ca. $0,1 \text{ cm}^2$ bei einer durchschnittlichen Belastung von $4,5 \text{ kp cm}^{-2}$ zerissen, die Belastungsgrenze bei schräg durchtrennten Sehnen richtete sich dagegen nach der Größe der Klebefläche, sie lag zwischen 2300 bis 7900 p, d. h. bei ca. $1,7 \text{ kp cm}^{-2}$.

4. Belastungsprüfungen an durchschnittenen menschlichen Sehnenpräparaten nach Wiedervereinigung mit Methyl-2-Cyanoacrylat und Knopfnähten.

In dieser Versuchsreihe werden beide Methoden, die Sehnenklebung und die Sehnennaht in Kombination zur Anwendung gebracht.

Nach verschiedenem Vorgehen erwies es sich am zweckmäßigsten zunächst 2 - 3 Einzelknopfnähte lediglich durchzustechen und erst nach dem Zusammenpressen der Stümpfe zu knoten.

Als Versuchsobjekte dienten wieder menschliche Unterschenkelsehnen. Da die bisherigen Untersuchungen ergeben hatten, daß der Zeitfaktor keine ausschlaggebende Rolle spielt, wurden die Zerreißproben 2 - 20 Minuten nach der Vereinigung vorgenommen.

Die Tabelle 7 hält die Ergebnisse fest; man kann daraus eine sehr hohe Reißfestigkeit ablesen, die durchschnittlich 9556 p beträgt bei den einzelnen Sehnenpräparaten. Dieser Wert liegt höher als die Werte bei Knopfnähten (2410 p) und Klebung (446 p) allein.

Diese wesentlich erhöhte Reißfestigkeit ist darauf zurückzuführen, daß durch Klebung die Sehnenenden erheblich verhärtet werden und dadurch die Fäden besseren Halt finden.

Reißfestigkeit	Leimart			Naht
10300	Methyl-2-Cyanoacrylat			8-Drahtnaht
10400	"	"	"	"
10300	"	"	"	"
9700	"	"	"	"
9100	"	"	"	"
10600	"	"	"	"
8600	"	"	"	"
8700	"	"	"	"
9300	Butyl-2-Cyanoacrylat			"
9200	"	"	"	"
8700	"	"	"	"
10400	"	"	"	"
9500	"	"	"	"
9400	"	"	"	"
10200	"	"	"	"
9500	"	"	"	"
10700	"	"	"	"
9600	"	"	"	"
9300	"	"	"	"
9100	"	"	"	"
10600	"	"	"	"
10500	"	"	"	"
8400	"	"	"	"
8200	"	"	"	"
8600	"	"	"	"

Durchschnittliche Reißfestigkeit = 9556 p = 95 kp cm⁻²
Belastungsfähigkeit.

Tab. 7: Belastungsproben an menschlichen Sehnenpräparaten
von Unterschenkeln nach Wiedervereinigung durch
Klebstoff und Einzelknopfnähte (25 Versuche).

Der Vergleich der verschiedenen Techniken läßt erkennen, daß durch die kombinierte Methode eine wesentliche Steigerung der Belastbarkeit erreicht werden kann.

Knopfnähte	Belastungsgrenze	2,41 kg
Drahtnähte	Belastungsgrenze	3,03 kg
Klebung	Belastungsgrenze	5,19 kg
Klebung und Knopfnäht	Belastungsgrenze	9,56 kg
Intakte Sehne	Belastungsgrenze	22,1 kg

a)		Knopfnähte	Belastungsgrenze 2,45 kg
b)		Drahtnähte	Belastungsgrenze 3,00 kg
c)		Klebung	Belastungsgrenze 4,99 kg
d)		Klebung und Knopfnäht	Belastungsgrenze 9,70 kg

Abb. 1: Vergleichende Untersuchungen über die Belastbarkeit bei verschiedenen Sehnennähten und geklebten menschlichen Sehnenpräparaten (Belastungsprüfungen an Präparaten menschlicher Zehenstreck- und -beuger mit Querschnitten von ca. 10 mm^2) (nach Beck).

Die kombinierte Klebe-Naht-Methode gibt mehr als dreifache Belastbarkeit im Vergleich zur Drahtnaht allein. Die Angabe für Klebung gilt nur für schräg durchtrennte Sehnen.

Die Reißfestigkeit der durch Klebung und Knopfnahht vereinigten Sehnenpräparate beträgt 43 % der Belastungsfähigkeit intakter Sehnen ($95,6 \text{ kp cm}^{-2} : 221 \text{ kp cm}^{-2}$).

Aus den Versuchen kann gefolgert werden, daß die kombinierte Methode mittleren Belastungen gewachsen sein müßte und so auf fixierende Verbände, wie sie bisher nötig waren, verzichtet werden könnte.

Sehnenklebungen im Hundeversuch

(Sehnenklebungen und zusätzliche Knopfnähte ohne Immobilisation).

Technik

Von 21 erwachsenen Hunden wurden unter Intubationsnarkose bei 12 eine Strecksehne am Vorderlauf und in 9 Fällen die Achillessehne am Hinterlauf freipräpariert und quer durchtrennt. Zwischen Haltefäden wurden 2 - 3 Einzelknopfnähte gelegt und zusammengezogen, bis die Sehnenenden nur noch ca. 2 mm auseinander standen. Dann wurde mit einer sterilen Kanüle der Klebstoff aufgetragen. Der Druck auf die Klebestellen wurde mit im Abstand von ca. 3 mm angelegten armierten Klemmen ca. 2 Minuten lang ausgeübt, gleichzeitig wurden von einer Hilfsperson die Nähte geknüpft.

Auf eine Ruhigstellung der Klebestelle durch Schiene oder Gipsverband wurde absichtlich verzichtet. Die Tiere schonten den operierten Lauf nach komplikationslosem Verlauf 2 - 4 Tage lang.

Ergebnisse

In 2 Fällen konnte der Heilverlauf nicht überwacht werden: Nr. 12 wurde für einen anderen Versuch entblutet und verbrannt; Nr. 17 am 4. Tag post operationem an Narkosefolgen gestorben und verbrannt. Hund Nr. 7 verstarb eine Woche nach der Operation an einer massiven Infektion, bei ihm waren die Sehnenstümpfe weit auseinandergewichen.

Die übrigen 18 Hunde wurden zwischen 5 und 28 Wochen abgetötet. In 3 Fällen waren stärkere eitrige Infektionen

Nr.	Sehne	Operation	Zeit	Wundheilung	Stabilität
1	131 RV	13.10.64	28 Wochen	p.p.	+
2	130 LV	20.10.64	13 Wochen	p.p.	+
3	129 LV	6.11.64	6 Wochen	Infektion	0
4	131 LV	24.11.64	22 Wochen	p.p.	+
5	128 LH	14.12.64	16 Wochen	Infektion	+
6	131 LH	14. 1.65	14 Wochen	p.p.	+
7	130 LH	14. 1.65	1 Woche	Infektion	0
8	127 LH	15. 1.65	10 Wochen	p.p.	+
9	126 LH	15. 1.65	15 Wochen	p.p.	+
10	125 LH	15. 1.65	12 Wochen	p.p.	+
11	124 RH	19. 1.65	11 Wochen	p.p.	+
12	123 LH	19. 1.65	?	p.p.	?
13	134 RH	4. 5.65	14 Wochen	p.p.	+
14	135 LV	4. 5.65	12 Wochen	p.p.	+
15	136 LH	11. 5.65	13 Wochen	p.p.	+
16	137 LV	11. 5.65	11 Wochen	p.p.	+
17	138 LV	17. 5.65	4 Wochen	p.p.	+
18	139 LV	20. 5.65	10 Wochen	Infektion	0
19	140 LV	20. 5.65	5 Wochen	p.p.	+
20	137 RV	26. 5.65	9 Wochen	p.p.	+
21	135 RV	31. 5.65	8 Wochen	p.p.	+

Tab. 8: Experimentelle Klebung von 21 Sehnen
(12 mal Vorderlauf, 9 mal Hinterlauf)
bei erwachsenen Hunden.

im Bereich der Operationsstelle aufgetreten (Nr. 3, Nr. 5, Nr. 18); in 2 Fällen trat eine Heilung der Sehne nicht ein, einmal (Nr. 5) war die Sehne aber trotz Infektion nach 15 Wochen fest.

Die übrigen 15 Fälle zeigten komplikationslose feste Heilung der Sehnennähte.

Von 19 überprüfbaren Sehnenklebungen, die durch Naht unterstützt worden waren, zeigten 16 ein positives Ergebnis (84,2 %).

(Ein gleich gutes Ergebnis kann mit den bisherigen Naht-techniken ohne äußere Fixation nicht erreicht werden).

Makroskopische Befunde

Die Sehnen wurden in der 4. bis 28. Woche postoperationem bei der Sektion wieder herauspräpariert. Dabei konnte festgestellt werden, daß bei den 16 fest verheilten Fällen die Nahtstellen makroskopisch nur noch schwer zu erkennen waren. Die zusätzlich gelegten Fadenschlingen waren meist abgestoßen und fanden sich in narbigen Schwartenbildungen des peritendinösen Gewebes. An der Sehne selbst erschien die Klebestelle als geringe Kaliberveränderung und zwar bei manchen als spindelförmige Verdickung, bei anderen als taillenartige Einschnürung. Unterbrechungen der Sehnenfäden oder Ersatz durch ungerichtetes Narbengewebe konnte nicht festgestellt werden.

Histologische Befunde

Einige Sehnen wurden histologisch untersucht:

Die histologische Bearbeitung war erschwert durch eine erhebliche Rigidität der Sehnen an den ehemaligen Durchtrennungsstellen, hier konnten beim Schneiden winzige kalkharte Einlagerungen nachgewiesen werden, wobei es sich um zusammengeballte Reste des Klebstoffes handelt. Die Vereinigung der Sehnen war bei den untersuchten Fällen zwischen 5 und 15 Wochen nach der Klebung erfolgt. Die Durchtrennungsstellen waren nur noch an mehr oder weniger großen Vakuolen im mikroskopischen Bild zu erkennen. In diesen Vakuolen lagen Kristalle des Polymers. Die Kristallanhäufungen wurden von einer bindegewebigen Membran umhüllt.

Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden durchtrennte tierische und menschliche Sehnenpräparate Belastungsproben nach Wiedervereinigung unterzogen, die mit herkömmlichem Nahtmaterial oder Klebstoffen bzw. mit beiden wiederhergestellt worden waren.

An Nahtmaterial wurde Zwirn, Draht und Klebstoff vom Typ des Alkyl-2-Cyanoacrylates verwendet. Zur Erprobung der Methode wurden die Belastungsprüfungen zunächst an tierischen Sehnenpräparaten durchgeführt. Nach ausreichender Erprobung wurde mit menschlichem Sehnenmaterial, das aus amputierten Extremitäten entnommen worden war, experimentiert. Dabei wurde eine Reißfestigkeit von 221 kp cm^{-2} ermittelt. Zuerst wurden durchtrennte menschliche Sehnenpräparate mit 60er Zwirn durch Einzelknopfnähte genäht und mit steigendem Gewicht belastet. Hierbei betrug die Reißfestigkeit $24,1 \text{ kp cm}^{-2}$, d. h., sie erreicht nur 11 % der Reißfestigkeit einer intakten Sehne. Bei den mit Drahtnähten genähten Sehnen ergab sich schon eine bessere Belastungsfähigkeit. Bei $30 \text{ kp cm}^{-2} = 13,1 \%$ der Belastungsfähigkeit einer intakten Sehne, kam es zu einem Auseinanderweichen der Sehnenstümpfe, zu einer vollständigen Zerreißung der Naht bei $51,6 \text{ kp cm}^{-2}$ ($= 23,3 \%$).

Zur Sehnenklebung wurden verschieden große Schnittflächen herangezogen, indem Sehnen von 10 mm^2 Querschnitt quer und schräg durchtrennt und in verschiedenen Zeitabständen nach der Klebung wieder zerrissen wurden. Es ergab sich, daß die verstrichene Zeit bei den Belastungsproben keine wesentliche Rolle spielte, sondern daß vielmehr die Klebefläche ausschlaggebend war.

Bei querer Durchtrennung betrug die Belastbarkeit $4,46 \text{ kp cm}^{-2}$, bei schräger $1,7 \text{ kp cm}^{-2}$, umgerechnet bei einem schrägen Querschnitt von durchschnittlich $3,06 \text{ cm}^2$ rund $5,2 \text{ kp}$. Die höhere Festigkeit bei querer Durchtrennung läßt sich auf die Tatsache zurückführen, daß beim Zusammendrücken der Querschnitt um ein Vielfaches vergrößert wird, was bei schräger Durchtrennung nicht so ausgeprägt auftritt. Eine genaue rechnerische Erfassung der Querschnitte ist bei der Klebemethode so nicht mehr gegeben. Absolut gesehen ist bei 10 mm^2 im Querschnitt messenden Sehnen, bei schräger Durchtrennung mit einer Belastbarkeit von rund 5 kp nach Klebung das Ergebnis im Vergleich zur Zwirn- oder Drahtnaht besser. Die besten Ergebnisse traten bei einer Kombination von Naht und Klebung auf. Hierbei wurden $95 \text{ kp cm}^{-2} = 43 \%$ der Belastungsfähigkeit einer intakten Sehne erreicht.

Die an Sehnenpräparaten durchgeführten Versuche wurden an 21 Hundesehnen in vivo abschließend erprobt. Als äußerst vorteilhaft erwies sich, daß auf eine Ruhigstellung verzichtet werden konnte. Bei 84 % (= 16 Hunde) wurde ein gutes Ergebnis erzielt. Ein ähnliches Ergebnis war mit den bisher üblichen Verfahren nicht erreicht worden.

Nachuntersuchungen an den geklebten und gleichzeitig genähten Sehnen der in der 1. bis 28. Woche p. op. abgetöteten Hunde ergaben, daß bei den 16 fest verheilten Fällen die Nahtstellen makroskopisch nur noch schwer zu erkennen waren.

Literaturverzeichnis

1. ADAMSON, J.E. and J.N. WILSON:
The History of Flexor-Tendon Grafting.
J. Bone and Joint Surg. 43, A: 709, 1961
2. ASHLY, F., R.S. STONE, T. POLAK, O.D. BERMAN
and M. DALABAR:
Further studies involving wound closure with
rapidly polymerizing adhesive.
Plast. reconstr. Surg. 31: 333, 1963
3. BRAUNWALD, N.S., W.C. AWE:
Control of hemorrhage from the heart and aorta
utilizing a plastic adhesive.
Surgery 51: 786, 1962
4. BROMBERG, B.E., IN CHUL SONG, E. KÖHNLEIN
and M.P. MOHN:
Nonsuture fixation of split-thickness skin grafts.
Surgery 55: 846, 1964
5. CARTON, C.A., L.A. KESSLER, B. SEIDENBERG
and E.S. HURWITT:
Experimental studies in surgery of small blood
vessels.
II. Patching of arteriotomy using a plastic
adhesive.
J. Neurosurg. 18: 188, 1961
6. CARTON, C.A., L.A. KESSLER, B. SEIDENBERG
and E.S. HURWITT:
A plastic adhesive method of a small blood
vessels surgery.
Wdl. Neurol. 1: 356, 1960
7. CARTON, C.A., L.A. KESSLER, B. SEIDENBERG
and E.S. HURWITT:
Experimental studies in the surgery of small
blood vessels.
IV. Nonsuture anastomosis of arteries and veins
using flanged ring prosthesis and plastic adhesive.
Surg. Forum 11: 238, 1961
8. CARTON, C.A., M.D. HEIFETZ and L.A. KESSLER:
Patching of intracranial carotid artery in man
using a plastic adhesive.
J. Neurosurg. 19: 887, 1962
9. COBEY, M.C.:
Growth of bone and tissue through plastic
vacuoles.
J. Bone Jt. Surg. 44: 792, 1962

10. COOVER, H.W., F.B. JOYNER, N.H. SHEARER
and T.H. WICKER:
Chemistry and performance of cyanoacrylate
adhesives.
Soc. Plastic Engineers J. 15: 413, 1959
11. CRAMER, L.M.:
Rapid skin grafting in small animals.
Plast. reconstr. Surg. 30: 539, 1962
12. FISCHL, R.A.:
An adhesive for primary closure of skin
incisions.
Plast. reconstr. Surg. 30: 607, 1962
13. FREILINGER, G., RIEDLINGER, J. und G. SALEM:
Spätergebnisse nach Transfixation durchtrenn-
ter Beugesehenen im "Niemandland".
Zbl. Chir. 18: 665, 1963
14. GARRET, H.E. and S.W. LAW:
Control of vascular anastomic hemorrhage in
heparinized dogs with a rapidly polymerizing
adhesive.
Surg. Forum 12: 254, 1961
15. GRATZ, C.M.:
The History of Tendon Suture.
Med. J. and Rec. 127: 156-157; 213-215, 1928
16. HAFNER, C.D., T.J. FOGARTY and J.J. CRANLEY:
Nonsuture anastomosis of small arteries
using a tissue adhesive.
Surg. Gynec. Obstet. 116: 417, 1963
17. HEALY, J.E., B.J. BROOKS, H.S. GALLAGER,
E.B. MOORE and K.S. SHEENA:
A technique for nonsuture repair of veins.
J. Surg. Res. 1: 267, 1961
18. HEALY, J.E., E.B. MOORE, B.J. BROOKS
and K.S. SHEENA:
A vascular clamp for circumferential repair
of blood vessels.
Surgery 51: 451, 1962
19. HEALY, J.E., K.S. SHEENA, H.S. GALLAGER,
R.L. CLARK and P. O'NEILL:
The use of plastic adhesive in the technique
of bronchial closure.
Surg. Forum 13: 153, 1962

20. HEALY, J.E., K.S. SHEENA, H.S. GALLAGER,
R.L. CLARK:
Bronchial closure following pneumonectomy
utilizing a plastic adhesive.
Ann. Surg. 159: 172, 1964
21. HEISS, W.E., E. GUTHY und H.M. BECKER:
Experimentelle Untersuchungen zum Ersatz
der chirurgischen Naht durch Klebstoff.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 308: 793, 1964
22. JESSE, R.H., B. ANDERSON and J.E. HEALY:
Fixation of split-thickness skin grafts with
adhesives.
Plast. reconstr. Surg. 33: 272, 1964
23. JUST-VIERA, J.O., R. PURON-DEL AGUILA
and G.H. YAEGER:
Control of hemorrhage from the liver without
the use of sutures or clamps: preliminary
report.
Amer. Surg. 28: 754, 1962
24. KÖHNLEIN, H.E.:
Das mechanische Moment, die Anwendung von Leim
zur Transplantatfixierung.
Hefte zur Unfallheilkunde 88: 86, 1965
25. LIGHTERMAN, I. and J.J. FARRELL:
Treatment of experimentally induced mandibular
fractures with plastic polymers.
Surg. Forum: 13: 466, 1962
26. MANDARINO, M.P., J.E. SALVATORE:
Polyurethane polymer (Ostamer): its use in
fractured and diseased bones: Experimental
results.
Surg. Forum 9: 762, 1959
27. MARABLE, S.A., D.E. WAGNER:
The use of rapidly polymerizing adhesives in
massive liver resection.
Surg. Forum 13: 264, 1962
28. MATHES, G.L. and J.W. TERRY:
Non suture closure of nephrotomie.
J. Urol. 89: 122, 1963
29. MÜLLER, M.E.:
Ostamer und Palacos in der Knochenchirurgie.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 304: 934, 1963

30. NATHAN, H.S., N.M. NACHLAS, R.D. SOLOMON,
B.D. HALPERN and A.M. SELIGMAN:
Nonsuture closure of arterial incisions
using a rapidly polymerizing adhesive.
Ann. Surg. 152: 648, 1960
31. OETTEL, H.:
Biologische Probleme bei Implantation
von Kunststoffen.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 304: 900, 1963
32. O'NEILL, P., J.E. HEALY, R.L. CLARK
and H.S. GALLAGER:
Nonsuture intestinal anastomosis.
Am. J. Surg. 104: 761, 1962
33. RAEKALLIO, J. and A.M. SELIGMAN:
Acute reaction to arterial adhesive in
healing skin wounds.
J. Surg. Res. 4: 124, 1964
34. RIETZ, K.A.:
Polymer osteosynthesis, experimental studies
with an epoxy resin.
Acta chir. scand. 128: 387, 1964
35. SAWYERS, J.L., J. VASKO:
Sealing out lung surfaces with plastic adhesive.
J. thorac. cardiovasc. Surg. 46: 526, 1963
36. SHAFF, ST. I.:
A plastic adhesive for nonsuture repair of
tracheal wounds.
J. Amer. vet. med. Ass. 143: 158, 1963
37. STONE, H.H.:
Nonsuture closure of cutaneous lacerations,
skin grafting and bowel anastomosis.
Amer. J. Surg. 30: 177, 1964
38. STRAHAN, R.W., M. SAJEDEE, M.K. DUVAL:
The leaking esophageal suture line.
Amer. Surg. 106: 570, 1963
39. THOMAS, P.A., R.M. NIMS, R.D. HUNT
and E.M. ARONSTAM:
Experimental observations with a plastic adhesive,
methyl-2-cyanoacrylate, as a sealing agent in
pulmonary and bronchial surgery.
Cohesiveness 3: 6, 1963

40. WEILBAECHER, D.A., F.J. MATHIEU, J. COHN:
Nonsuture intestinal anastomosis.
Amer. J. Surg. 107: 353, 1964
41. WEISSBERG, D., R.H. GOETZ:
Tissue reactions to methyl-2-cyanoacrylate
(Eastman 910 Monomer).
Surg. Forum 15: 226, 1964
42. WILDER, J., H. PLAYFORTH, M. BRYANT,
M.M. RAVITCH:
The use of plastic adhesive in pulmonary
surgery.
J. thorac. cardiovasc. Surg. 46: 576, 1963
43. YAHR, W.Z., K.J. STRULLY, E.S. HURWITT:
Non-occlusive small arterial anastomosis
with a neodymium laser.
Surg. Forum 15: 224, 1964
44. YOSHIMURA, K.:
Studies on surgical use of plastic adhesive.
2nd Surg. Clin. Report Tokyo Univ. Hosp.
(Cohesivenews Vol. 1, Nr. 7, 1964).

Abschließend danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. H. Beck für die Überlassung des Themas der vorliegenden Arbeit und für die tatkräftige Hilfe bei der Durchführung der Versuche.

Lebenslauf des Assistenzarztes Mohamed B. Galal Yousef

Geboren am 18. September 1930 in Assiout/Ägypten als

2. Kind des Bürgermeisters Galal Yousef und seiner
Ehefrau Sonja Fayad.

4 Jahre Grundschule in Sanabu/Oberägypten, dann 4 Jahre
Mittelschule in Dairout, anschließend 5 Jahre Gymnasium
"Musterschule" in Kairo bis zum Abitur.

Ab 1957 Medizinstudium an der Universität Tübingen.

Anschließend Fortsetzung des Studiums an der Friedrich-
Alexander-Universität Erlangen.

Ärztliche Prüfung am 8. 6. 1966.

Nach 2-jähriger Medizinalassistentenzeit seit 1. 7. 68
als Assistenzarzt im Kreiskrankenhaus Hofheim i. UFr.
tätig.

Seit dem 1. 1. 1969 Kreiskrankenhaus Bühl/Baden tätig.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990
